



⑩ BUNDESREPUBLIK  
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES  
PATENT- UND  
MARKENAMT

⑫ **Patentschrift**  
⑬ DE 198 03 460 C 1

⑮ Int. Cl. 6:  
**A 61 N 5/06**

⑯ Aktenzeichen: 198 03 460.1-33  
⑯ Anmeldetag: 30. 1. 98  
⑯ Offenlegungstag: -  
⑯ Veröffentlichungstag der Patenterteilung: 12. 8. 99

Innerhalb von 3 Monaten nach Veröffentlichung der Erteilung kann Einspruch erhoben werden

⑰ Patentinhaber:

Dornier Medizintechnik GmbH, 81663 München, DE

⑰ Erfinder:

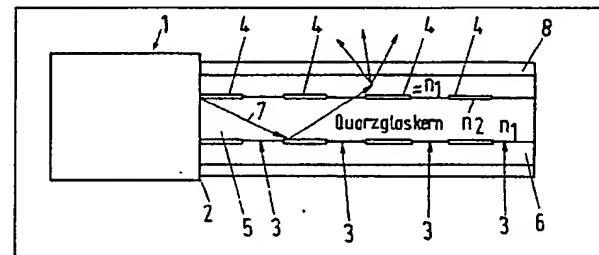
Hauptmann, Gerhard, 81827 München, DE; Rother, Werner, Dr., 64331 Weiterstadt, DE

⑯ Für die Beurteilung der Patentfähigkeit in Betracht gezogene Druckschriften:

DE	39 11 796 C2
DE	44 03 134 A1
DE	41 37 983 A1
US	51 51 096

④ Applikationsvorrichtung für die Behandlung biologischer Gewebe mit Laserstrahlung

⑤ Die Erfindung betrifft eine Applikationsvorrichtung für die Behandlung biologischer Gewebe mit Laserstrahlung, mit einem die Laserstrahlung führenden Lichtleiter, dessen distales Ende zumindest teilweise von der Mantelschicht (cladding) befreit ist, derart, daß die Laserstrahlung seitlich mit homogenem Verlauf aus dem Faserkern austritt.



DE 198 03 460 C 1

DE 198 03 460 C 1

## Beschreibung

Die Erfindung betrifft eine Applikationsvorrichtung für die Behandlung biologischer Gewebe mit Laserstrahlung, gemäß dem Oberbegriff des Anspruch 1.

In der US 5151096 ist eine Vorrichtung der o. g. Art beschrieben, bei welcher das Laserlicht entlang des vom Mantel befreiten distalen Bereiches seitlich austritt. Um den dort auftretenden exponentiellen Abfall der abgestrahlten Laserlichtleistung etwas zu kompensieren wird dort das aus dem distalen Ende des Lichtleiters austretende Licht reflektiert und in Richtung des proximalen Ende des Lichtleiters abgestrahlt. Die Intensität der abgestrahlten Laserlichtleistung nimmt hier in Richtung distalem Ende des Lichtleiters zunächst ab und steigt dann im Endbereich des Lichtleiters wieder etwas an. Trotz des hohen Aufwandes ergibt sich dennoch keine homogene Intensitätsverteilung.

Aus der DE OS 44 03 134 A1 ist eine andere Methode bekannt, durch welche das seitliche Austreten des Laserlichts aus dem distalen Ende einer Lichtleitfaser erreicht werden soll. Von dort ist es bekannt die Mantelfläche des freigelegten Faserkerns mit mehreren mattierten Ringen zu versehen, an welchen das Licht aus der Faser herausgestreut wird, wobei die Rauhtiefe dieser mattierten Ringe zum Ende der Faser hin zunimmt. Auf diese Weise wird zwar über die Länge des Abstrahlungsbereichs entlang des distalen Endes des Lichtleiters eine gleichmäßige und homogene Auskopplung der fasergeführten Laserstrahlung erreicht, diese Vorrichtung hat jedoch den Nachteil eines hohen Herstellungsaufwandes.

Vorrichtungen zur Behandlung biologischer Gewebe mit Laserstrahlung mit einem die Laserstrahlung führenden Lichtleiter sind beispielsweise aus der DE 41 37 983 A1 bekannt und werden vornehmlich für interstitielle Behandlungsarten, insbesondere für die interstitielle Thermotherapie (ITT) verwendet. Für die Behandlung von gutartigen Tumoren im urologischen Fachbereich ist die ITT zur Standardbehandlung geworden. Die Übertragung dieser Methode auf maligne Tumoren wird jedoch erst möglich sein, wenn pro Behandlung größere Schädigungsareale erreicht werden können. Bei bösartigen Tumoren muß im Gegensatz zu gutartigen Tumoren sichergestellt sein, daß der Tumorherd zu hundert Prozent zerstört wird. Aufgrund der im wesentlichen kugelförmigen Intensitätsverteilung der abgestrahlten Laserlichtleistung ist bei einem Einsatz der aus der DE 41 37 983 A1 bekannten Vorrichtung nicht sichergestellt, daß der Tumorherd zu hundert Prozent zerstört wird.

Laserlicht im Wellenlängenbereich zwischen 800 und 1100 nm dringt je nach Gewebetyp etwa 2 bis 5 mm tief in das Gewebe ein, bis es vollständig absorbiert ist. Bestrahlte man Gewebe mit dieser Wellenlänge, erwärmt es sich zunächst durch direkte Absorption der Laserstrahlung und anschließend nur noch durch Wärmeleitung. Eine Vergrößerung der Schädigungszone über die unmittelbare Eindringtiefe der Laserstrahlung hinaus kann nur durch Wärmeleitung, d. h. durch Verlängerung der Bestrahlungszeit oder durch Vergrößerung der abstrahlenden Fläche des Applikators bei sonst unveränderter Applikatorgeometrie erreicht werden.

Ein weiteres Anwendungsgebiet für die genannte Applikationsvorrichtung ist die photodynamische Therapie (PDT) bei welcher dem Patienten ein photosensibles Mittel, z. B. Photoporphyrine injiziert wird, welches sich vorwiegend im Tumorgewebe ablagert. Wird das Gewebe mit Licht einer entsprechenden Wellenlänge bestrahlt, entstehen Toxine als Folge von chemischen Reaktionen im photo sensiblen Mittel. Auf diese Weise wird das Tumoreal selektiv geschädigt.

Um nun alle Tumorbereiche gleichermaßen zu erreichen, ist eine möglichst homogene Lichtverteilung des Laserlichtes erforderlich.

Es ist daher Aufgabe der vorliegenden Erfindung eine Applikationsvorrichtung der o. g. Art zu schaffen, welche bei einfacher Herstellung eine möglichst gleichmäßige Lichtverteilung über einen großen Längenabschnitt des distalen Lichtleiterendes ermöglicht.

Diese Aufgabe wird durch eine Applikationsvorrichtung mit den Merkmalen des Patentanspruchs 1 gelöst.

Vorteilhafte Ausgestaltungen und Weiterbildungen der Erfindung sind in den Unteransprüchen angegeben.

Die Überlegungen, die zur Entstehung der vorliegenden Erfindung führten gingen davon aus, daß man der zum distalen Ende des Lichtleiters hin exponentiell abfallenden Intensitätsverteilung des abgestrahlten Lichtes dadurch entgegenwirken kann, indem man durch geeignete Maßnahmen verhindert, daß das Laserlicht hauptsächlich am Beginn des Abstrahlungsbereiches austritt und gleichzeitig das Austreten von Laserlicht am Ende des Abstrahlungsbereiches erleichtert.

Das distale Ende im Bereich der von der Mantelschicht befreiten Stellen des Lichtleiters wird mit einem für die Laserstrahlung durchlässigen Koppelmedium versehen, welches den gleichen oder zumindest einen ähnlichen Brechungsindex aufweist wie der Faserkern, hierdurch wird erreicht, daß das Licht seitlich aus dem Faserkern austreten kann.

Da das Licht innerhalb eines Lichtleiters ständig an der Grenzschicht zwischen dem Faserkern und der umgebenden Mantelschicht, dem sog. Cladding reflektiert wird, tritt das Licht nur dort seitlich aus dem Faserkern aus, wo das cladding entfernt ist. An jeder vom cladding befreiten Stelle tritt Licht aus, wodurch sich die im Lichtleiter verbleibende Menge verringert. Um nun eine möglichst homogene Verteilung der ausgestrahlten Lichtmenge zu erreichen wird in Richtung distalem Ende immer mehr vom cladding entfernt, um so zu kompensieren, daß bereits an vorhergehenden Stellen Licht aus dem Lichtleiter ausgetreten ist und daher der Lichtleiter nicht mehr so viel Licht führt. Nach jeder vom cladding befreiten Stelle des Lichtleiters wird eine immer geringer Lichtmenge im Lichtleiter geführt. Daher muß der vom cladding befreite Bereich ständig vergrößert werden um auch dort die im wesentlichen gleiche Menge an Licht austreten zu lassen wie an den vorhergegangenen freigelegten Stellen.

Eine derartige Applikationsvorrichtung besitzt den Vorteil, daß an dem Lichtleiterkern nach der mechanisch einfachen Entfernung der Mantelschicht keinerlei mechanische oder chemische Ätz-, Schleif- oder Einkerbvorgänge erforderlich sind.

Die Erfindung wird im folgenden anhand der in den Figuren teilweise schematisch dargestellten Ausführungsbeispiele näher beschrieben.

Es zeigen:

Fig. 1 einen Querschnitt durch das distale Ende einer Applikationsvorrichtung und

Fig. 2a und b Seitenansichten auf das distale Ende zweier unterschiedlich abgemantelter Lichtleiter.

Bei dem in Fig. 1 dargestellten Ausführungsbeispiel ist das Ende eines Lichtleiters 1 sowohl von seiner, noch in Seitenansicht erkennbaren Umhüllung (coating) 2 als auch, in ringförmigen Abschnitten 3, von seiner Mantelschicht (cladding) 4 befreit. In diesen ringförmigen Abschnitten 3 liegt der Faserkern 5, welcher aus Quarzglas mit einem Brechungsindex  $n_1$  besteht, frei. In den ringförmigen Bereichen, bei denen die Mantelschicht 4 noch vorhanden ist, besteht der für die Führung von Licht notwendige Brechungsindex-

sprung von  $n_1$  auf den kleineren Brechungsindex  $n_2$  der Mantelschicht 4.

Das derart durch Abschaben oder -Schälen präparierte distale Ende des Lichtleiters wird nun mit einem Koppelmedium 6 überzogen, welches ein Gemisch aus einem optisch transparenten aushärtbaren Kleber und einer lichtstreuenden Substanz, vorteilhafterweise ein Silikatkeramikpulver, ist. Der Kleber weist dabei einen Brechungsindex auf, der in etwa demjenigen des Faserkerns entspricht, also gleich oder ungefähr gleich  $n_1$  ist.

Ein im Faserkern geführter Lichtstrahl 7 wird folglich im Bereich des distalen Endes so lange im Faserkern weitergeführt, bis er auf einen von der Mantelschicht 4 befreiten Bereich trifft. Dort tritt er aus dem Faserkern 5 in das Koppelmedium 6 über, bis es darin auf ein Partikel der lichtstreuenden Substanz trifft, von welchem es dann nach bekannten physikalischen Gesetzen, in denen die Partikelgröße einen wesentlichen Einfluß hat, gestreut wird. Die Intensität der jeweils im Lichtleiter verbleibenden Strahlung nimmt bei vollständig entmanteltem Faserkern mit der Länge des distalen, abgemantelten Endes in etwa exponentiell ab. Da jedoch eine an der Applikatoroberfläche homogene Lichtverteilung gewünscht wird, ist es ergänzend zur rein schematischen Darstellung in Fig. 1 erfundungsgemäß vorgesehen, die freigelegte Fläche des Faserkerns pro Längeneinheit in distaler Richtung ebenfalls exponentiell zu vergrößern. Dies kann gemäß Fig. 2a beispielsweise dadurch geschehen, daß die Abstände von jeweils gleich breiten Bereichen 3, in welchen die Mantelschicht 4 entfernt wurde, in distaler Richtung exponentiell verringert werden oder in dem gemäß Fig. 2b die abgemantelten Flächen, bei gleichen Abständen, exponentiell größer werden. Um einen besseren mechanischen Schutz des Faserkerns zu gewährleisten, ist es vorteilhaft, das distale Ende in bekannter Weise mit einer transparenten Hülse 8, z. B. aus Quarzglas, zu versehen.

Da bei üblicherweise prograder Einkopplung der Strahlung in den Lichtleiter bei einer gebräuchlichen Applikatorlänge nicht, die gesamte Strahlung seitlich ausgekoppelt werden kann, würde ein nicht unerheblicher Teil aus der Stirnfläche austreten und dort zu ungewünschten Leistungsspitzen führen. Es hat sich nun gezeigt, daß der Einkoppelwinkel der Strahlung maßgebend für die Höhe der seitlich auskoppelbaren Energie ist. Damit nun alle Strahlungsmoden seitlich in das umgebende Material ausgekoppelt werden können, müssen die axialen Moden ausgeblendet werden. Eine derartige Ausblendung der axialen Moden geschieht in an sich bekannter Weise durch schräge Strahleinkopplung in den Lichtleiter. Dazu kann entweder die fokussierte Laserstrahlung unter einem schrägen Winkel auf eine senkrecht zur Faserachse erzeugte Stirnfläche des Faserkerns eingekoppelt werden, oder der Lichtleiter wird an der proximalen Stirnfläche schräg angeschliffen und das Laserlicht in üblicher Weise in prograder Richtung auf diese Stirnfläche fokussiert.

Insbesondere bei Verwendung von Diodenlasersystemen, bei welchen es schwierig ist axiale Moden durch Schrägeinkopplung auszublenden, empfiehlt sich eine Verformung der Lichtleiterspitze.

## Patentansprüche

60

1. Applikationsvorrichtung für die Behandlung biologischer Gewebe mit Laserstrahlung, mit einem die Laserstrahlung führenden Lichtleiter (1), dessen distales Ende zum mindesten teilweise von der Mantelschicht (4) befreit ist, derart, daß die Laserstrahlung seitlich aus dem Faserkern (5) austritt, wobei zum mindesten die von der Mantelschicht (4) befreiten Stellen des distalen

Lichtleiterendes mit einem für die Laserstrahlung durchlässigen Koppelmedium (6) versehen sind, welches einen gleichen oder ähnlichen Brechungsindex aufweist wie der Faserkern (5) und in welches eine lichtstreuende Substanz eingelagert ist, dadurch gekennzeichnet, daß die Mantelschicht (4) in mehreren ringförmigen Bereichen (3) entfernt ist, derart, daß die Mantelfläche des freigelegten Faserkerns (5) pro Längeneinheit in distaler Richtung exponentiell zunimmt.  
 2. Applikationsvorrichtung nach Anspruch 1 dadurch gekennzeichnet, daß das Koppelmedium (6) ein austreibbarer Kleber ist.  
 3. Applikationsvorrichtung nach Anspruch 1 oder 2 dadurch gekennzeichnet, daß die lichtstreuende Substanz Silikatkeramikpulver aufweist.  
 4. Applikationsvorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 3 dadurch gekennzeichnet, daß zumindest das Koppelmedium (6) von einer optisch transparenten Hülse (8) umgeben ist.  
 5. Applikationsvorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 4 dadurch gekennzeichnet, daß die Laserstrahlung unter einer von der Lichtleiterlängsachse abweichen den Richtung und/oder über eine schräg angeschliffene Faserstirnfläche in den Faserkern (5) eingekoppelt wird.

---

Hierzu 2 Seite(n) Zeichnungen

---

**- Leerseite -**

Fig.1

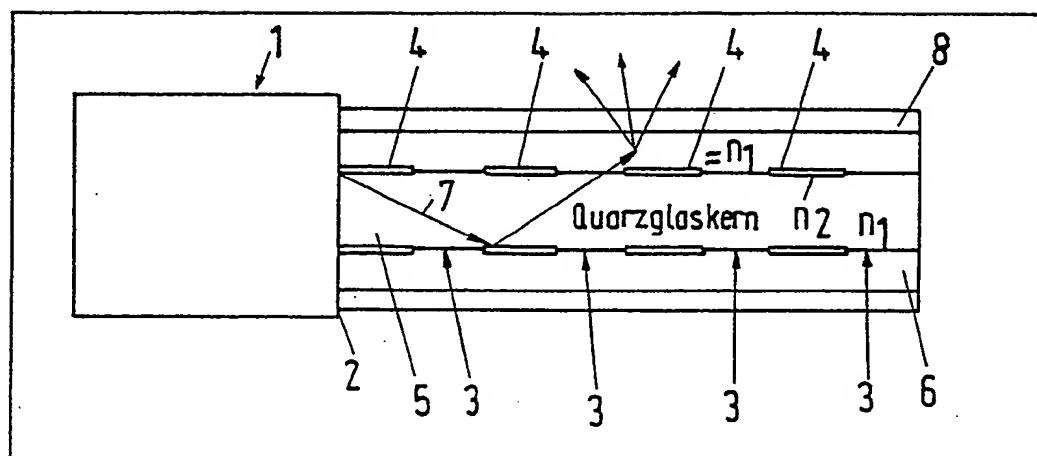


Fig.2a

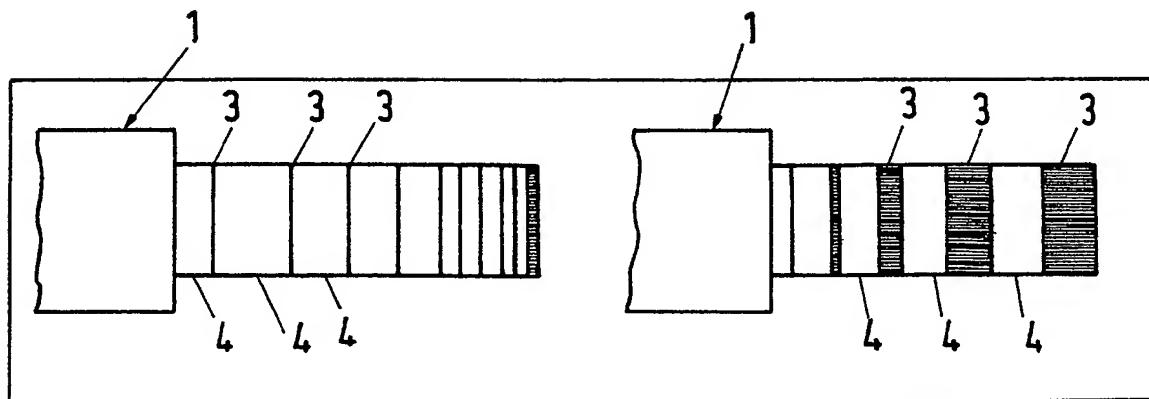


Fig.2b

